



ИЗМЕНЕНИЕ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ОБРАЗЦОВ СОСУДИСТЫХ ЗАПЛАТ В УСЛОВИЯХ ХРОНИЧЕСКОГО ЭКСПЕРИМЕНТА IN VIVO

Курский государственный медицинский университет¹,

Курская областная клиническая больница², г. Курск,

Российская Федерация

Цель. Изучить изменения физико-механических свойств полотен сосудистых заплат (разрывную нагрузку и разрывное удлинение при одноосном растяжении) после имплантации лабораторным животным на разных сроках хронического эксперимента in vivo.

Материал и методы. Для экспериментальных исследований использовали новые образцы сосудистых заплат. Группа 1: основанное полотно на основе волокон полиэтилентерефталата; группа 2: тканое полотно на основе полиэтилентерефталата и фторлона с дополнительной пропиткой желатином; группа 3: основанное полотно на основе волокон полиэтилентерефталата, разработанное коллективом авторов. В качестве групп сравнения использовали результаты исследования этих же образцов сосудистых заплат, не имплантированных в клетчатку лабораторных животных.

В качестве объекта для имплантации выбрали 60 крыс-самцов линии Wistar. Животные были разделены на 3 группы (по 20 в каждой) соответственно количеству видов экспериментальных образцов и внутри каждой группы на подгруппы (по 10 согласно срокам выведения из эксперимента: 15-е и 30-е сутки). Тестируемые образцы имплантировали в паравerteбральные области лабораторным животным. Испытания физико-механических характеристик проводили по стандартным методикам оценки прочностных характеристик, с помощью разрывной машины РЭМ-0,2-1. Оценивали удлинение (%) полотен имплантов после имплантации при 8 Н, 16 Н, фиксировали разрывную нагрузку (Н).

Результаты. Образцы сосудистых заплат из полиэтилентерефталата, не имеющие дополнительной обработки желатином в процессе производства (группа 3), выдержали наибольшую разрывную нагрузку – 147 Н (на 15-е сутки эксперимента) и 151 Н (30-е сутки) соответственно. Процент их удлинения составил от 6% до 49%. В случае образцов, имеющих обработку желатином, – 66, 5 Н и 75 Н соответственно.

Заключение. Значения показателей исследуемых параметров физико-механических свойств полимерных сосудистых имплантов после имплантации лабораторным животным выше у образцов группы 3 на всех сроках эксперимента (15 и 30 суток).

Ключевые слова: сосудистые заплаты, хронический эксперимент, разрывная машина, растяжимость, полиэтилентерефталат, импланты, сосудистая хирургия

Objective. To study the changes of the physical and mechanical properties of the vascular patch canvas (breaking load and tensile elongation at uniaxial tension) in the conditions of a chronic experiment in vivo.

Methods. New samples of vascular patches based on polyethylene terephthalate (PETP) fibers were used for experimental studies. In the group 1 – warp-knitted canvas based on polyethylene terephthalate fibers was used; in the group 2 – woven canvas based on polyethylene terephthalate and fluoronone, additionally impregnated with gelatin; the group 3 – warp knitted canvas based on polyethylene terephthalate fibers, developed by the group of the authors. As a comparison group, the results of the study of the same samples of vascular patches, non-implanted into the tissue of laboratory animals were used.

As the object for implantation, 60 male rats of Wistar line were chosen. Rats were divided into 3 groups (20 in each) according to the number of types of experimental samples and within each group into subgroups (10 according to the time of elimination from the experiment: 15 and 30 days). The test samples were implanted in the paravertebral region to the laboratory animals. Testing of physical-mechanical characteristics was carried out according to standard methods for assessing the strength characteristics using a tensile testing machine REM-0.2-1. The elongation (%) of the implant canals after implantation at 8 N, 16 N was evaluated, the breaking load (N) was recorded.

Results. Samples of vascular patches of polyethylene terephthalate, which do not have additional treatment with gelatin in the production process (group 3), withstood the greatest breaking load - 147 N (on the 15th day of the experiment) and 151 N (30 day), respectively. The percentage of their elongation was from 6% to 49%. In the case of samples with gelatin treatment, it was 66, 5 N and 75 N.

Conclusions. The values of the indices of the studied parameters of the physical mechanical properties of polymeric vascular implants after implantation to laboratory animals are higher in the samples of the group 3 during all periods of the experiment (15 and 30 days).

Keywords: vascular patches, chronic experiment, bursting machine, extensibility, polyethylene terephthalate, implants, vascular surgery



Научная новизна статьи

Впервые определены изменения физико-механических свойств новых образцов сосудистых заплат на основе полиэтилентерефталата, разработанных коллективом авторов, в сравнении с уже применяемыми в клинической практике образцами. Установлено, что изучаемые показатели после имплантации лабораторным животным выше у образцов, изготавливаемых без дополнительной желатиновой пропитки, на всех сроках эксперимента. Пропитывание желатином, приводит к снижению прочностных свойств эндопротезов ввиду замедленного прорастания между волокнами полотна импланта соединительнотканых волокон.

What this paper adds

The changes of the physical and mechanical properties of vascular patches samples based on polyethylene terephthalate and designed by the group of authors have been determined for the first time in comparison with the samples already used in clinical practice. It has been established that the studied parameters after implantation with laboratory animals are higher for samples made without additional gelatinous impregnation during all periods of the experiment. Gelatin impregnation leads to a decrease in the strength properties of endoprostheses due to slow germination between the fibers of the implant web of connective tissue fibers.

Введение

По данным о состоянии здоровья населения Российской Федерации за последние 5 лет доля сердечно-сосудистой патологии в общей структуре заболеваемости достигла 30,55% [1]. При этом ишемическая болезнь сердца наряду с травматическим повреждением сосудистой стенки остаются одними из наиболее распространенных форм сердечно-сосудистой патологии, основным методом хирургического лечения которых являются реконструктивно-восстановительные оперативные вмешательства. Как правило, кондуитом выбора являются аутологичные сосуды (v.saphena, a. mammaria). Однако у большинства пациентов, обратившихся за помощью к ангиохирургу, возможность использования аутологичного сосуда в качестве шунта или пластического материала отсутствует вследствие необратимых изменений его стенки [2, 3].

В настоящее время одной из актуальных проблем хирургии, в том числе сердечно-сосудистой, является отсутствие идеального инертного пластического материала (заплат, имплантов, трубчатых эндопротезов и пр.), обладающего высокими показателями биосовместимости для полного замещения артерий малого диаметра, а также поврежденного участка сосудистой стенки [4]. Вопросы восстановления морфологической целостности сосуда неразрывно связаны со следующими нерешенными задачами, возникшими перед ангиохирургами еще с момента первого применения сосудистых протезов (A. Carrel, 1910 г.): оптимизирование условий прорастания волокон соединительной ткани между нитями (и их пучками) эндопротезов, улучшение и ускорение процессов эндотелизации поверхности помещенных в макроорганизм кондуитов [5, 6]. В первую очередь это объясняется тем, что требования к характе-

ристикам подобных изделий настолько высоки, что до сих пор ведутся разработки идеального сосудистого импланта/эндопротеза, который бы повторял свойства нативного сосуда и наиболее полно возмещал участок сосудистой стенки или сосуда в целом [7]. Поэтому на сегодняшний день в этом направлении совместно работают ведущие специалисты в области кардиохирургии, иммунологии, технологии производства полимерных волокон и материалов и др. [8, 9].

Одним из современных трендов ангиохирургии является применение плетеных (полифиламентных) протезов. Основным преимуществом таких имплантов перед «монолитными» является наличие высоких значений биологической порозности (т.е., несмотря на хирургическую герметичность такие протезы ввиду наличия большого числа пор служат каркасом для соединительнотканых волокон травмированной сосудистой стенки), которая обуславливает менее выраженную местную реакцию организма и быстрое течение репаративных процессов в травмированном участке сосуда [10].

На конечные эксплуатационные характеристики разрабатываемых конструкций сосудистых протезов значительное влияние оказывают как свойства используемого материала, так и технология изготовления изделия. Поэтому разработка сосудистых графтов на доклиническом этапе требует оценки их биосовместимости, тромбогенности, механической прочности, хирургической и биологической пористости, а также исследование степени сохранения этих свойств в течение срока эксплуатации [11, 12, 13]. В связи с этим, помимо сравнительного исследования реакции соединительной ткани на имплантацию новых образцов сосудистых заплат в эксперименте *in vivo* и морфологических свойств протезов актуальным остается вопрос оценки изменения физико-механических

свойств полотен кондуитов после их имплантации в макроорганизм [15, 16].

Цель. Изучить изменения физико-механических свойств полотен сосудистых заплат (разрывную нагрузку и разрывное удлинение при одноосном растяжении) после имплантации лабораторным животным на разных сроках хронического эксперимента *in vivo*.

Материал и методы

В качестве материала для экспериментальных исследований были использованы образцы сосудистых заплат на основе волокон полиэтилентерефталата (ПЭТФ), подробная характеристика которых представлена ниже (таблица 1). В группах исследования № 1 и № 2 использовали импланты, широко применяемые в клинической практике в качестве пластического материала, в группе № 3 — новые образцы сосудистых заплат, разработанные коллективом авторов совместно с ООО «Линтекс» (г. Санкт-Петербург, Российская Федерация). В качестве групп сравнения использовали результаты исследования нативных образцов сосудистых заплат.

Объектом исследования были выбраны 60 крыс-самцов линии Wistar массой 200-250 г, без внешних признаков заболеваний, прошедшие карантин и содержащиеся в условиях экспериментально-биологической клиники Курского государственного медицинского университета. Исследование проводили под наблюдением регионального этического комитета при ФГБОУ ВО «Курский государственный медицинский университет» Минздрава России (г. Курск) согласно действующим международным этическим нормам («Конвенция по защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других целей», Страсбург, Франция, 1986 г., «Хельсинкская декларация Всемирной медицинской ассоциации», IX пересмотр, Форталеа, Бразилия, 2013 г., приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации «Об утверждении правил надлежащей лабораторной практики (GLP) от 1 апреля 2016 года N 199н»).

Животные были разделены на 3 группы (по 20 в каждой) соответственно количеству видов экспериментальных образцов и внутри каждой группы на подгруппы (по 10 согласно срокам

выведения из эксперимента: 15-е и 30-е сутки).

Под общим обезболиванием в стерильных условиях операционного блока лаборатории экспериментальной хирургии и онкологии Научно-исследовательского института экспериментальной медицины Курского государственного медицинского университета крысам производили рассечение кожного и подкожно-жирового слоев по дорсальной срединной линии длиной 7 см. Тупым путем в подкожной клетчатке формировали два кармана между мышечным и кожным слоями по обе стороны от разреза, глубиной 3,5 см на протяжении всего разреза. В каждый карман помещали образец сосудистой заплаты размером 5×1 см. Выбор размеров имплантируемых заплат обусловлен минимальными техническими требованиями к тестируемому образцу при исследовании на разрывной машине РЭМ-0,2-1 (производитель ООО «Метротест», Российская Федерация, Республика Башкортостан, г. Нефтекамск). Операционную рану ушивали наглухо с захватом мышечного слоя с целью изоляции карманов, содержащих экспериментальные образцы. Животных выводили из эксперимента передозировкой эфирного наркоза на 15-е и 30-е сутки после имплантации, производили забор участков дорсальной срединной области в местах размещения имплантов, которые отсепаровывали от окружающих тканей.

Физико-механические характеристики нативных и изъятых от лабораторных животных образцов оценивали по стандартным методикам (ГОСТ 8847-85 прочностных характеристик: разрывная нагрузка и разрывное удлинение при одноосном растяжении) с помощью электро-механической универсальной испытательной машины РЭМ-0,2-1. Оценивали удлинение (%) полотен имплантов при 8 Н, 16 Н, а также фиксировали значения разрывной нагрузки (Н).

Статистика

Статистическую обработку полученных данных проводили с применением методик описательной и вариационной статистики — медианы, 25-го и 75-го перцентилей (Me [25%;75%]). В связи с малой выборкой ($n \leq 30$) в экспериментальных группах и отличной от нормального распределения выборки по Колмогорову-

Таблица 1

Сравнительные характеристики тестируемых образцов

| Номер образца | Группа № 1 | Группа № 2 | Группа № 3 |
|--|-----------------------|----------------|-----------------------|
| Химическая структура волокон | ПЭТФ | ПЭТФ + Фторлон | ПЭТФ |
| Тип переплетения волокон | Основовязаное полотно | Тканое полотно | Основовязаное полотно |
| Дополнительная обработка в процессе производства | — | Желатин | — |

Смирнову для определения достоверности отличий средних применяли критерий Манна-Уитни при допустимом для медико-биологических исследований уровне $p \leq 0,05$. В качестве программной среды для обработки данных использовали лицензионные версии программы Statistica (версия 6.0) и редактора электронных таблиц Microsoft Excel 2010.

Результаты

Результаты, полученные в ходе исследования физико-механических свойств нативных образцов сосудистых заплат, представлены в таблице 2.

Отметим, что значения таких показателей, как «Удлинение при нагрузке 8 Н и 16 Н» увеличивается в ряду «группа № 3 – группа № 2 – группа № 1», в то время как значения показателя «Разрывное удлинение» имеют противоположную направленность в подобном ряду (группа № 1 – группа № 2 – группа № 3). Разрывная нагрузка нативных образцов выше в группе № 3 (в 2,1 раза, чем в группе № 2, и на 15 Н, чем в группе № 1).

При сравнении значений разрывной нагрузки образцов сосудистых имплантов экспериментальных групп на 15-е сутки (таблица 3) было установлено, что образцы группы № 2 подвержены меньшей растяжимости и более предрасположены к разрыву, о чем свидетельствует меньшая разрывная нагрузка

на сосудистый имплант (в 1,9 раза меньше, чем у образцов группы № 1 и в 2,1 раза – группы № 3). Отличия носили статистически значимый уровень ($p \leq 0,05$). Стоит отметить, что разрывное удлинение полотен имплантов всех трех групп находится в пределах от 46% до 49% (практически в 2 раза больше исходной длины), несмотря на значительную разницу в приложенной силе. Также статистически достоверным является удлинение полотен заплат при нагрузке в 8 Н и 16 Н, которое во всех группах прогрессивно увеличивается от значения группы № 3 до значений группы № 1 согласно приложенной силе.

Исходя из результатов, приведенных в таблице 4, можно сказать о том, что на 30-е сутки после имплантации отмечается увеличение показателей разрывной нагрузки (наибольшее значение отмечается в группе №3, наименьшее – в группе № 2, причем разница составляет 76 Н, что, как и на сроке в 15 суток, отличается 2 раза). Соотношение значений разрывного удлинения (%) осталось практически прежним между группами при общем снижении значений показателя. Это можно объяснить организацией перипротезной капсулы и увеличением в ее структуре соединительнотканной составляющей. Значения удлинения при нагрузке в 8 Н, 16 Н имеют отличия от таковых на сроке 15 суток. Последователь-

Таблица 2

Сравнение прочностных свойств сосудистых заплат контрольной группы (нативные образцы), Ме [25%; 75%]

| Образец | Удлинение, % | | | Разрывная нагрузка, Н |
|---------|----------------|---------------|-------------|-----------------------|
| | При 8 Н | При 16 Н | Разрывное | |
| 1 | 9 [8; 1] | 17 [16; 18] | 37 [35; 39] | 115 [118; 122] |
| 2 | 7,1 [6,5; 8,3] | 15,3 [14; 18] | 38 [36; 40] | 62 [60; 66] |
| 3 | 2,5 [2,3; 3,2] | 6,7 [5; 8] | 39 [36; 42] | 128 [136; 130] |
| p_1 | 0,001* | 0,000* | 0,002* | 0,000* |
| p_2 | 0,000* | 0,000* | 0,000* | 0,000* |
| p_3 | 0,021 | 0,323 | 0,12 | 0,32 |

Примечание: * – статистически значимые различия. p_1 – достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 1 по отношению к группе № 2; p_2 – достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 1 по отношению к группе № 3; p_3 – достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 2 по отношению к группе № 3.

Таблица 3

Значения показателей физико-механических свойств тестируемых образцов на сроке 15 суток, Ме [25%;75%]

| Исследуемый образец | Удлинение, % | | | Разрывная нагрузка, Н |
|---------------------|---------------|-------------|-------------|-----------------------|
| | При 8 Н | При 16 Н | Разрывное | |
| 1 | 12,5 [12; 13] | 20 [20; 22] | 46 [44; 47] | 138 [135; 140] |
| 2 | 10 [9; 10] | 18 [17; 19] | 45 [44; 48] | 66,5 [74; 79] |
| 3 | 6 [5; 6] | 10 [9; 10] | 49 [46; 50] | 147 [144; 150] |
| p_1 | 0,05* | 0,0031* | 0,49 | 0,000* |
| p_2 | 0,000* | 0,000* | 0,000* | 0,02* |
| p_3 | 0,000* | 0,001* | 0,04* | 0,0023* |

Примечание: * – статистически значимые различия. p_1 – достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 1 по отношению к группе № 2; p_2 – достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 1 по отношению к группе № 3; p_3 – достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 2 по отношению к группе № 3.

**Значения показателей физико-механических свойств тестируемых образцов
на сроке 30 суток, Ме [25%;75%]**

| Исследуемый образец | Удлинение, % | | | Разрывная нагрузка, Н |
|---------------------|--------------|---------------|---------------|--------------------------|
| | При 8 Н | При 16 Н | Разрывное | |
| 1 | 15 [14; 16] | 23,5 [22; 25] | 47,5 [45; 49] | 136 [134; 139] |
| 2 | 8,5 [8; 10] | 16 [16; 18] | 46 [45; 48] | 75 [72; 77] |
| 3 | 7,5 [6; 8] | 9 [8; 10] | 47,5 [46; 49] | 151 [147; 153] |
| p ₁ | 0,000* | 0,011* | 0,39 | 0,000* |
| p ₂ | 0,000* | 0,000* | 0,47 | 0,000* |
| p ₃ | 0,024* | 0,000* | 0,36* | 0,000* |

Примечание: * — статистически значимые различия. p₁ — достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 1 по отношению к группе № 2; p₂ — достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 1 по отношению к группе № 3; p₃ — достоверность отличия значений показателей физико-механических свойств группы № 2 по отношению к группе № 3.

но можно выстроить ряд увеличения значений данных показателей следующим образом: образцы группы № 2 — группа № 3 — группа № 1.

Значения показателей исследуемых параметров физико-механических свойств полимерных сосудистых имплантов, пророщенных волокнами соединительной ткани, оказались выше у образцов, изготавливаемых без дополнительной желатиновой пропитки, на всех сроках эксперимента (15 и 30 суток).

Обсуждение

Согласно полученным данным можно сказать, что образцы сосудистых заплат из ПЭТФ (группа №3), не имеющие дополнительной обработки желатином в процессе производства, выдержали наибольшую разрывную нагрузку. Это свидетельствует о высокой прочности изученных эндопротезов, также следует отметить, что процент их удлинения составил от 47,5% до 49% на различных сроках эксперимента. Разрывная нагрузка при одноосном растяжении образцов, имеющих дополнительную обработку желатином (группа №2), составила 66,6 Н и 75Н (15-е и 30-е сутки эксперимента, соответственно).

Такое технологическое решение, как пропитывание желатином, привело к снижению биологической пористости сосудистых эндопротезов. В итоге это проявляется некоторым отличием механических характеристик исследуемых образцов вследствие замедленного прорастания полотна образца, пропитанного желатином, рубцовой тканью, а именно снижением прочностных свойств данных эндопротезов по сравнению с образцами, не получавшими дополнительной обработки в процессе производства. Также следует отметить и то, что процент удлинения образцов, имеющих дополнительную обработку желатином, заключается в диапазоне от 10% до 46% на 15-е и на 30-е сутки эксперимента, соответственно они подвержены меньшей растяжимости и более предрасположены к разрыву.

Заключение

Исследуемые образцы сосудистых эндопротезов на основе волокон ПЭТФ, не имеющие дополнительной обработки желатином в процессе производства, на различных сроках эксперимента (15 и 30 суток) сохраняют свои изначальные параметры практически неизменными после имплантации крысам в дорсальную область. Значения показателей исследуемых параметров физико-механических свойств полимерных сосудистых имплантов после имплантации лабораторным животным выше у образцов группы № 3, изготавливаемых без дополнительной желатиновой пропитки, на всех сроках эксперимента (15 и 30 суток). Образцы сосудистых заплат группы № 1 на основе волокон ПЭТФ, незначительно деформируются в условиях подкожной имплантации крысам в дорсальную срединную область и сохраняют свои изначальные прочностные характеристики практически неизменными на всех сроках эксперимента (15 и 30 суток).

Финансирование

Работа выполнялась в соответствии с планом научных исследований Курского государственного медицинского университета.

Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей лекарственных препаратов и изделий медицинского назначения авторы не получали.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что конфликт интересов отсутствует.

Этические аспекты

Работа одобрена этическим комитетом при ФГБОУ ВО «Курский государственный медицинский университет» Минздрава России.

ЛИТЕРАТУРА

1. Чазова ИЕ, Ощепкова ЕВ. Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями: проблемы и пути их решения на современном этапе. *Вестн Росздравнадзора*. 2015;(5):7-10. <http://www.roszdravnadzor.ru/i/upload/images/2017/2/17/1487337800.13391-1-23766.pdf>
2. Антонова ЛВ, Севостьянова ВВ, Сейфалиан АМ, Матвеева ВГ, Великанова ЕА, Сергеева ЕА, Глушкова ТВ, Кривкина ЕО, Насонова МВ, Шишкова ДК, Кудрявцева ЮА, Барбараш ОЛ, Барбараш ЛС. Сравнительное тестирование in vitro биodeградируемых сосудистых имплантов для оценки перспективы использования в тканевой инженерии. *Комплекс Проблем Сердеч-Сосуд Заболеваний*. 2015;(4):34-41. <https://www.niikpssz.com/jour/article/view/149/144>
3. Попрядухин ПВ, Попов ГИ, Добровольская ИП, Юдин ВЕ, Вавилов ВН, Юкина ГЮ, Иванькова ЕМ. Разработка матрицы для создания тканеинженерного сосудистого имплантата на основе нановолокон из алифатического сополиамида для детской сосудистой хирургии. *Практ Медицина*. 2017;(10):82-88. <http://pmarchive.ru/el-arxiv/arxiv-za-2017-god/prakticheskaya-medicina-10-111-pediatrica/>
4. Жуковский ВА. Полимерные имплантаты для реконструктивной хирургии. *Innova*. 2016;(2):51-59. <https://doi.org/10.21626/innova/2016.2/05>
5. Greenwald SE, Berry CL. Improving vascular grafts: the importance of mechanical and haemodynamic properties. *J Pathol*. 2000 Feb;190(3):292-99. doi: 10.1002/(SICI)1096-9896(200002)190:3<292::AID-PATH528>3.0.CO;2-S
6. Li W, Xu K, Zhong H, Ni Y, Bi Y. A new uni-body branched stent-graft for reconstruction of the canine aortic arch. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2012 Aug;44(2):139-44. doi: 10.1016/j.ejvs.2012.05.015
7. Hou LD, Li Z, Pan Y, Sabir M, Zheng YF, Li L. A review on biodegradable materials for cardiovascular stent application. *Front Mater Sci*. 2016 Sep;10(15):238-59. doi: 10.1007/s11706-016-0344-x
8. Ивченко АО, Шведов АН, Ивченко ОА. Сосудистые протезы, используемые при реконструктивных операциях на магистральных артериях нижних конечностей. *Бюл Сиб Медицины*. 2017;16(1):132-39. doi: 10.20538/1682-0363-2017-1-132-139
9. Yatigala NS, Bajwa DS, Bajwa SG. Compatibilization improves physico-mechanical properties of biodegradable biobased polymer composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf*. 2018 Apr;107:315-25. doi: 10.1016/j.compositesa.2018.01.011
10. Гостев АА, Лактионов ПП, Карпенко АА. Современные полиуретаны в сердечно-сосудистой хирургии. *Ангиология и Сосуд Хирургия*. 2018;24(1):29-38. <http://www.angiolsurgery.org/magazine/2018/1/3.htm>
11. Новикова СП, Салохединова РР, Лосева СВ, Николашина ЛН, Левкина АЮ. Анализ физико-механических и структурных характеристик протезов кровеносных сосудов. *Грудная и Сердеч-Сосуд Хирургия*. 2012; (4):27-33. https://tcs-journal.com/catalog/detail.php?SECTION_ID=822&ID=17864
12. Кокорев ОВ, Аникеев СГ, Гюнтер ВЭ, Ходоренко ВН. Биосовместимость текстильных имплантатов из никелида титана с культурой фибробластов. *Бюл Эксперим Биологии и Медицины*. 2015;159(1):98-102. <https://elibrary.ru/item.asp?id=22879593>
13. Иванов АВ, Липатов ВА, Лазаренко СВ, Жердев НН, Северинов ДА. Влияние механических характеристик сосудистой заплаты на формирование перипротезной капсулы. *Клин и Эксперим Хирургия*. Журн им акад БВ Петровского. 2016;4(1):51-57. <https://cyberleninka.ru/article/n/vliyaniye-mekhanicheskikh-harakteristik-sosudistoy-zaplaty-na-formirovaniye-periproteznoy-kapsuly>

14. Жоржоллиани ШТ, Цыганков ЮМ, Агафонов АВ, Шепелев АД, Крашенинников СВ, Городков АЮ, Бокерия ЛА. Исследование механических свойств сосудистых протезов, изготовленных по технологии электроспиннинга, на гемодинамическом стенде [Электронный ресурс]. XXIII Всерос съезд сердеч-сосуд хирургов, 2017 Ноябрь 26–29; Москва [дата доступа 2017 Ноябрь 30]. Available from: https://racvs.ru/events/archive/xxiii_vserossiyskiy_sezd_serdechno-sosudistikh_khirurgov/issledovanie_mekhanicheskikh_svoystv_sosudistikh_protezov_izgotovlennykh_po_tekhnologii_elektrospini/
15. Глушкова ТВ, Севостьянова ВВ, Антонова ЛВ, Клышников КЮ, Овчаренко ЕА, Сергеева ЕА, Васюков ГЮ, Сейфалиан АН, Барбараш ЛС. Биомеханическое ремоделирование биodeградируемых сосудистых графтов малого диаметра in situ. *Вестн Трансплантологии и Искусств Органов*. 2016;18(2):99-109. doi: 10.15825/1995-1191-2016-2-99-109
16. Винокур АА, Дьяков ВЕ, Алуханян ОА. Сравнительное исследование физико-механических свойств новых заплат из политетрафторэтилена. *Кубан Науч Мед Вестн*. 2010;(8):40-46. <https://cyberleninka.ru/article/n/sravnitelnoe-issledovanie-fiziko-mekhanicheskikh-svoystv-novyh-zaplat-iz-politetraftoretilena>

REFERENCES

1. Chazova IE, Oshepkova EV. The fight against cardiovascular diseases: problems and solutions at the present stage. *Vestn Roszdravnadzora*. 2015;(5):7-10. <http://www.roszdravnadzor.ru/i/upload/images/2017/2/17/1487337800.13391-1-23766.pdf> (in Russ.)
2. Antonova LV, Sevostyanova VV, Seifalian AM, Matveeva VG, Velikanova EA, Sergeeva EA, Glushkova TV, Krivkina EO, Nasonova MV, Shishkova DK, Kudryavtseva YuA, Barbarash OL, Barbarash LS. Comparative in vitro testing of biodegradable vascular grafts for tissue engineering applications. *Kompleks Problemy Serdech-Sosud Zabolevaniy*. 2015;(4):34-41. <https://www.nii-kpssz.com/jour/article/view/149/144> (in Russ.)
3. Popryadukhin PV, Popov GI, Dobrovolskaya IP, Yudin VE., Vavilov VN, Yukina GYu, Ivankova EM. Elaboration of matrix for tissue-engineering vascular implant based on aliphatic co-polyamide nano-fibers for children's vascular surgery. *Prakt Meditsina*. 2017;(10):82-88. <http://pmarchive.ru/el-arxiv/arxiv-za-2017-god/prakticheskaya-medicina-10-111-pediatrica/> (in Russ.)
4. Zhukovsky VA. Polymer implants for reconstructive surgery. *Innova*. 2016;(2):51-59. <https://doi.org/10.21626/innova/2016.2/05> (in Russ.)
5. Greenwald SE, Berry CL. Improving vascular grafts: the importance of mechanical and haemodynamic properties. *J Pathol*. 2000 Feb;190(3):292-99. doi: 10.1002/(SICI)1096-9896(200002)190:3<292::AID-PATH528>3.0.CO;2-S
6. Li W, Xu K, Zhong H, Ni Y, Bi Y. A new uni-body branched stent-graft for reconstruction of the canine aortic arch. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2012 Aug;44(2):139-44. doi: 10.1016/j.ejvs.2012.05.015
7. Hou LD, Li Z, Pan Y, Sabir M, Zheng YF, Li L. A review on biodegradable materials for cardiovascular stent application. *Front Mater Sci*. 2016 Sep;10(15):238-59. doi: 10.1007/s11706-016-0344-x

- 3):238-59. doi: 10.1007/s11706-016-0344-x
8. Ivchenko AO, Shvedov AN, Ivchenko OA. Vascular prostheses used in infrainguinal arterial reconstruction. *Biul Sib Meditsiny*. 2017;16(1):132-39. doi: 10.20538/1682-0363-2017-1-132-139 (in Russ.)
9. Yatigala NS, Bajwa DS, Bajwa SG. Compatibilization improves physico-mechanical properties of biodegradable biobased polymer composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf*. 2018 Apr;107:315-25. doi: 10.1016/j.compositesa.2018.01.011
10. Gostev AA, Laktionov PP, Karpenko AA. Sovremennye poliuretany v serdechno-sosudistoi khirurgii. *Angiologiya i Sosud Khirurgiya*. 2018;24(1):29-38. <http://www.angiologysurgery.org/magazine/2018/1/3.htm> (in Russ.)
11. Novikova SP, Salokhedina RR, Loseva SV, Nikolashina LN, Levkina AY. Analysis of physico-mechanics and structural characteristics of vascular prostheses. *Grudnaia i Serdechno-Sosud Khirurgiya*. 2012; (4):27-33. https://tcs-journal.com/catalog/detail.php?SECTION_ID=822&ID=17864 (in Russ.)
12. Kokorev OV, Khodorenko VN, Anikeev SG, Gunther VE. Biocompatibility Of Textile Titanium Nickel Implants With Fibroblast Culture. *Biul Eksperim Biologii i Meditsiny*. 2015;159(1):98-102. <https://elibrary.ru/item.asp?id=22879593> (in Russ.)
13. Ivanov AV, Lipatov VA, Lazarenko SV, Zherdev NN, Severinov DA. The influence of mechanical characteristics of vascular patches on the formation of capsules. *Klin*

- i Eksperim Khirurgiya. Zhurn im Akad BV Petrovskogo*. 2016;4(1):51-57. <https://cyberleninka.ru/article/n/vliyanie-mekhanicheskikh-harakteristik-sosudistoy-zaplaty-na-formirovanie-periproteznoy-kapsuly> (in Russ.)
14. Zhorzholiani ShT, Tsygankov IuM, Agafonov AV, Shepelev AD, Krashennnikov SV, Gorodkov Alu, Bokeriia LA. Issledovanie mekhanicheskikh svoystv sosudistyykh protezov, izgotovlennykh po tekhnologii elektrospringa, na gemodinamicheskom stende [Elektronnyi resurs]. XXIII Vseros s'ezd serdech-sosud khirurgov, 2017 Noiab 26–29; Moscow [data dostupa 2017 Noiab 30]. Available from: https://racvs.ru/events/archive/xxiii_vserossiyskiy_sezd_serdechnososudistyykh_khirurgov/issledovanie_mekhanicheskikh_svoystv_sosudistyykh_protezov_izgotovlennykh_po_tekhnologii_elektrospringa/ (in Russ.)
15. Glushkova TV, Sevostyanova VV, Antonova LV, Klyshnikov KYu, Ovcharenko EA, Sergeeva EA, Vasyukov JYu, Seifalian AM, Barbarash LS. Biomechanical remodeling of biodegradable small-diameter vascular grafts in situ. *Vestn Transplantologii i Iskustv Organov*. 2016;18(2):99-109. doi: 10.15825/1995-1191-2016-2-99-109 (in Russ.)
16. Vinokur AA, Djakov VE, Alukhanjan OA. Comparative research of physicommechanical properties of new PTFE patches. *Kuban Nauch Med Vestn*. 2010;(8):40-46. <https://cyberleninka.ru/article/n/sravnitelnoe-issledovanie-fiziko-mekhanicheskikh-svoystv-novykh-zaplat-iz-politetraforetilena> (in Russ.)

Адрес для корреспонденции

305041, Российская Федерация,
г. Курск, ул. Карла Маркса, д. 3,
Курский государственный
медицинский университет,
кафедра оперативной хирургии
и топографической анатомии,
тел.: +79202621555,
e-mail: dmitriy.severinov.93@mail.ru,
Северинов Дмитрий Андреевич

Address for correspondence

305041, The Russian Federation,
Kursk, Karl Marks Str., 3,
Kursk State Medical University,
Department of Operative Surgery
and Topographic Anatomy,
Tel: +7 920 262-15-55,
e-mail: dmitriy.severinov.93@mail.ru,
Dmitriy A. Severinov

Сведения об авторах

Липатов Вячеслав Александрович, д.м.н., доцент, профессор кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, Курский государственный медицинский университет, г. Курск, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0001-6121-7412>

Лазаренко Сергей Викторович, к.м.н., ассистент кафедры онкологии, Курский государственный медицинский университет, г. Курск, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0002-7200-4508>

Бец Александр Николаевич, врач-сердечно-сосудистый хирург, Курская областная клиническая больница комитета здравоохранения Курской области, г. Курск, Российская Федерация. <https://orcid.org/0000-0001-6115-1812>

Северинов Дмитрий Андреевич, ассистент кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, Курский государственный медицинский университет, г. Курск, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0003-4460-1353>

Information about the authors

Lipatov Viacheslav A., MD, Associate Professor, Professor of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy, Kursk State Medical University, Kursk, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0001-6121-7412>

Lazarenko Sergey V., PhD, Assistant of the Oncology Department, Kursk State Medical University, Kursk, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0002-7200-4508>

Betz Alexander N., Cardiovascular Surgeon, Kursk Regional Hospital, Kursk, Russian Federation. <https://orcid.org/0000-0001-6115-1812>

Severinov Dmitriy A., Assistant of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy, Kursk State Medical University, Kursk, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0003-4460-1353>

Информация о статье

Получена 29 мая 2018 г.
Принята в печать 19 июня 2019 г.
Доступна на сайте 1 июля 2019 г.

Article history

Arrived: 29 May 2018
Accepted for publication: 19 June 2019
Available online: 1 July 2019